



**University of
Zurich**^{UZH}

**Zurich Open Repository and
Archive**

University of Zurich
University Library
Strickhofstrasse 39
CH-8057 Zurich
www.zora.uzh.ch

Year: 2008

Einfluss des Gerüstdesigns auf die Bruchlast von ZrO₂-Kronen

Stawarczyk, B ; Jahn, D ; Becker, I ; Fischer, J ; Hämmerle, C H F

Abstract: In der vorliegenden Untersuchung wurden die Bruchlasten von Kronen mit anatomisch und nicht anatomisch unterstützten Gerüsten geprüft und verglichen. Dafür wurden mittels einer ZENO Tec CAD/CAM Anlage Gerüste aus Zirkoniumdioxid gefräst und mit dafür geeigneten Verblendkeramiken verblendet. Die verblendeten Kronen wurden auf einem Metallstumpf zementiert und in einer entsprechenden Prüfvorrichtung im 45°-Winkel bis zum Bruch belastet.

Posted at the Zurich Open Repository and Archive, University of Zurich

ZORA URL: <https://doi.org/10.5167/uzh-4241>

Journal Article

Originally published at:

Stawarczyk, B; Jahn, D; Becker, I; Fischer, J; Hämmerle, C H F (2008). Einfluss des Gerüstdesigns auf die Bruchlast von ZrO₂-Kronen. *Quintessenz Zahntechnik*, 34(10):1246-1254.



Zusammenfassung

In der vorliegenden Untersuchung wurden die Bruchlasten von Kronen mit anatomisch und nicht anatomisch unterstützten Gerüsten geprüft und verglichen. Dafür wurden mittels einer ZENO Tec CAD/CAM-Anlage Gerüste aus Zirkoniumdioxid gefräst und mit dafür geeigneten Verblendkeramiken verblendet. Die verblendeten Kronen wurden auf einem Metallstumpf zementiert und in einer entsprechenden Prüfvorrichtung im 45°-Winkel bis zum Bruch belastet.

Indizes

Vollkeramik, Bruchlast, Keramik, Verblendkeramik, Gerüstdesign, ZrO₂

Einfluss des Gerüstdesigns auf die Bruchlast von ZrO₂-Kronen

Bogna Stawarczyk, Dirk Jahn, Ingo Becker, Jens Fischer, Christoph H. F. Hämmerle

Vollkeramische Restaurationen gewinnen immer mehr an Bedeutung. Sie haben gegenüber metallkeramischen den Vorteil, dass durch den Verzicht auf das graue Metallgerüst auch bei geringem Platzangebot eine sehr natürliche Ästhetik erreicht werden kann. Nicht nur die Ästhetik spielt dabei eine entscheidende Rolle, sondern auch die hervorragende Biokompatibilität¹⁰ und bei den Hochleistungskeramiken natürlich die hohe Festigkeit^{4,5}, die den Einsatz für Brückenkonstruktionen im Seitenzahnbereich ermöglicht. Klinische Studien berichten, dass wenn die Minstdimensionen der Verbinder eingehalten werden, drei- bis viergliedrige Seitenzahnbrücken bedenkenlos eingesetzt werden können.¹⁵

Das Zirkoniumdioxid (ZrO₂) wird in Rohlingen bestimmter Größen und Formen je nach Hersteller geliefert. Nur mittels spezieller CAD/CAM- bzw. Kopierschleif-Maschinen kann dieser Werkstoff verarbeitet werden. Er kann entweder im weichen, kreidigen Zustand (Weißzustand) oder in einem bereits durchgesinterten Zustand (gehipt) bearbeitet werden. Das im Weißzustand gefräste ZrO₂ muss anschließend über mehrere Stunden im Ofen dichtgesintert werden, um die Endhärte und Endfestigkeit zu erreichen.

Einleitung

Aufgrund der werkstoffspezifischen Eigenschaften des Zirkoniumdioxids wurden spezielle Verblendkeramiken entwickelt. Damit die Spannung zwischen Gerüstwerkstoff und Verblendkeramik, die sich während des Abkühlprozesses nach dem Brennen der Verblendmasse aufgrund der thermischen Schrumpfung aufbaut, nicht zu stark wird, müssen die Wärmeausdehnungskoeffizienten der beiden Werkstoffe aufeinander abgestimmt sein. Da die Keramik Druckspannungen gut toleriert, gegen Zugspannung aber sehr empfindlich ist, sollte der Wärmeausdehnungskoeffizient der Verblendmasse niedriger eingestellt sein als derjenige des Gerüstwerkstoffes. Die Keramik darf beim Abkühlen oberflächlich keinesfalls unter Zugspannungen gesetzt werden, denn so könnten die verarbeitungsbedingt an der Oberfläche entstandenen Mikrorisse weiter in die Keramik hinein fortschreiten und sich zu einer Fraktur ausweiten.

Als die ersten CAD/CAM-Maschinen auf den Markt kamen, war es nicht möglich, ein individuelles, Material unterstützendes Design vorzugeben. Es war nur möglich Parameter zu verwenden, die auf der Scan basierenden Konstruktionsunterlage eine einheitliche Dimensionsveränderung der Kappchendicke bewirkte. Das hatte zur Folge, dass man nur in der einheitlichen Stärke zwischen 0,4 und 0,6 mm variieren konnte. Die Misserfolgsrate war im Vergleich zur konventionellen Metallverblendkeramik ungewöhnlich hoch.^{12,13} Bei metallkeramischen Brücken wurde in zwei Metaanalysen nach 10 Jahren eine Misserfolgsrate von 8% und 10% ausgewertet.^{3,16}

Das am häufigsten berichtete Problem bei Zirkoniumdioxidversorgungen sind die Absplitterungen oder Frakturen der Verblendkeramik (sog. Chippings).^{1,16,18,20} Bei Metallkeramikbrücken betrug in einer klinischen Studie nach 5 Jahren klinischer Beobachtungsdauer die Frakturquote in der Verblendkeramik nur 2,5%.¹⁴

Um die große Chippingrate in der Verblendkeramik zu minimieren, sollte nicht nur die Verblendkeramik, sondern auch die Gerüstgestaltung optimiert werden.

Dank der Weiterentwicklung der Software ist es möglich, einen Einfluss auf das Design der Gerüste zu nehmen, um somit einen Support der Verblendkeramik zu realisieren.

Bei richtiger Gestaltung der Verbinderbereiche werden kaum bzw. keine Zirkoniumdioxidgerüstfrakturen bei Brücken beobachtet.^{11,16,18,20}

Problemstellung Auf Grund der hohen Chippingrate wird oft die Frage nach dem Design des ZrO_2 -Gerüsts gestellt. In der vorliegenden Untersuchung wird der Einfluss der anatomischen Unterstützung der Gerüste bezüglich der Bruchlast geprüft. Des Weiteren werden die Bruchlasten von Kronen, die mit vier unterschiedlichen Verblendkeramiken hergestellt wurden, verglichen.

Methode Für die Herstellung der Gerüste wurde ein Stahlstumpf eines unteren Eckzahn mit einer Stufenpräparation (Abb. 1) verwendet. Bei den Masterkronen handelte es sich um ein anatomisch unterstütztes und ein nicht anatomisch unterstütztes Kronengerüst (Abb. 2).

Die CAD/CAM-Gerüste wurden mit dem System ZENO Tec (Wieland Dental, Pforzheim) gefräst. Dazu wurde auf einer Fixierplatte mit Knetmasse erst der Masterstumpf mit der Masterkrone, dann die Masterkrone auf einem Objekthalter mit einem Laserscanner (3Shape D 250, Wieland Dental) eingescannt. Der 3Shape Scanner arbeitet auf Basis des Laserschnittverfahrens in Kombination mit zwei Kameras. Durch die Bewegung des Objektes in allen drei Raumrichtungen (Rotation, Translation und Kippung) wurden die

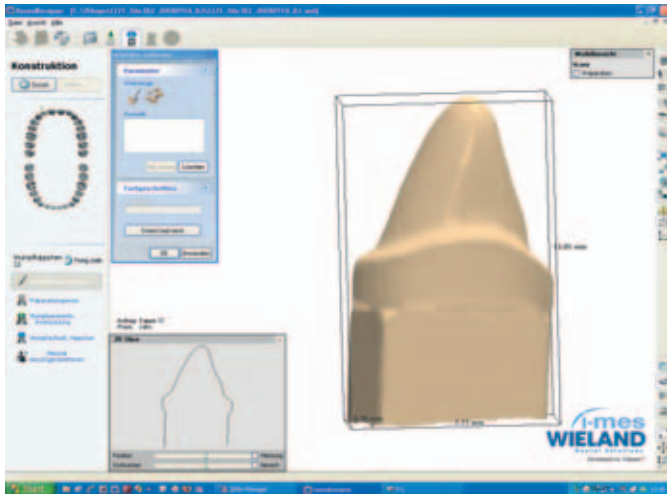


Abb.1 Die Geometrie des Masterstumpfes.

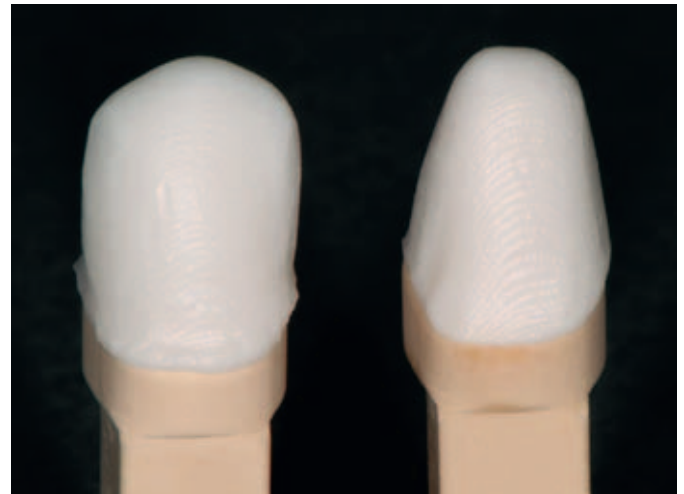


Abb. 2 Nicht anatomisch (rechts) und anatomisch (links) unterstütztes ZrO₂-Käppchen im Vergleich.

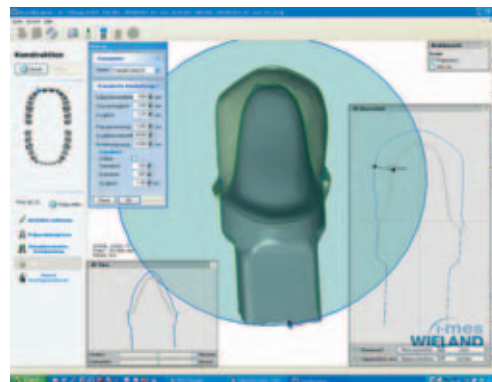
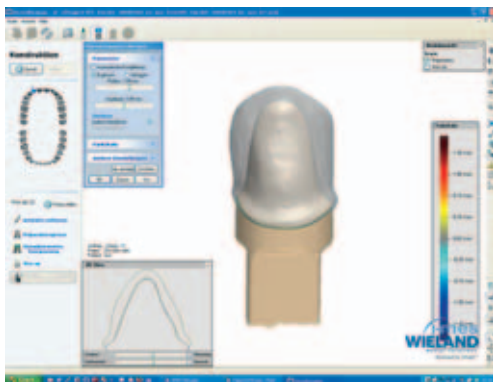


Abb. 3a und 3b Konstruktion des anatomisch unterstützten Käppchens mit dem ZENO Tec System.

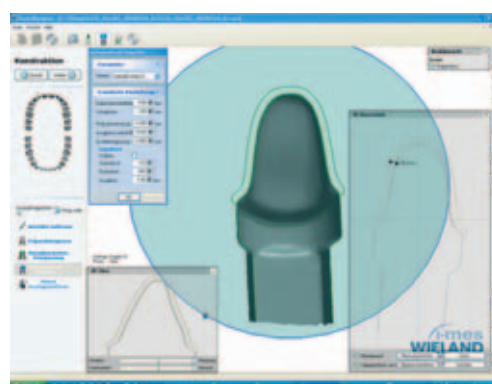
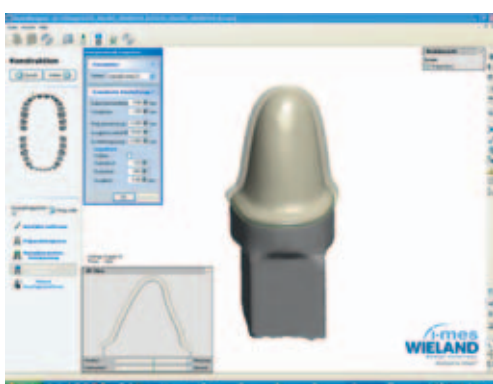


Abb. 4a und 4b Konstruktion des nicht anatomisch unterstützten Käppchens mit dem ZENO Tec System.

Oberflächenpunkte der gesamten Außen- und Innenfläche der Masterkrone erfasst. Mit den Scandaten wurde im DentalDesigner (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) über die Anwendung „Wax Up“ ein formidentisches Werkstück generiert (Abb. 3 und 4) und anschließend in der Fräsmaschine (ZENO 4030 M1, Wieland Dental) aus dem Zirkoniumdioxid ZENO ZR herausgefräst. Die Gerüste wurden anschließend im Sinterofen ZENO Fire (Wieland Dental) dichtgesintert.

Abb.5 Ein nicht anatomisch unterstütztes ZrO₂-Käppchen (links Weißzustand, rechts gesintert).

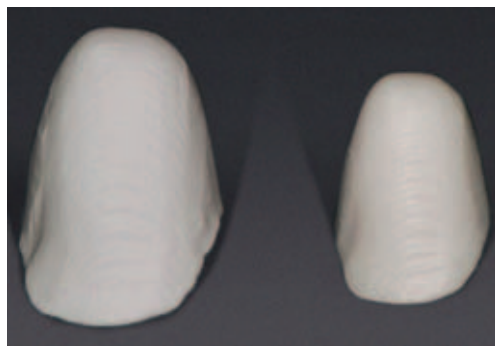


Abb.6 Ein anatomisch unterstütztes ZrO₂-Käppchen (links Weißzustand, rechts gesintert).

Tabelle 1 Werkstoffkombinationen der geprüften Kronen.

Gerüstmaterial	Verblendkeramik	Firma
ZENO ZR (Wieland, Pforzheim)	Triceram	Dentaurum, Ispringen
	Zirox	Wieland, Pforzheim
	Vintage ZR	Shofu, Ratingen
	Initial ZR	GC Europe, Leuven, Belgien

Mit dem im Ofen hinterlegten Temperaturprofil wurden aus den offenporigen Gerüsten formkongruente Kronen gesintert (Abb. 5 und 6).

Es wurden vier Verblendmassen unterschiedlicher Hersteller verwendet. Tabelle 1 zeigt die jeweiligen Verblendkombinationen. Die Gerüste wurden in destilliertem Wasser mittels Ultraschall gereinigt und anschließend getrocknet. Die Zirkoniumdioxidoberfläche blieb unbehandelt. Auf die Verwendung eines Liners wurde verzichtet. Mit Hilfe der Silikonschablone (Abb. 7 und 8), die die Gleichheit der Außenform bei beiden Gerüsttypen garantierte, wurde die Dentinmasse auf die Käppchen gebracht (Abb. 9). Es wurden jeweils zwei Käppchen gemeinsam gebrannt (vgl. Abb. 10). Die Brenntemperaturen sind der Tabelle 2 zu entnehmen. Es wurden ein zweiter Dentinbrand zur Formkorrektur (Abb. 11 und 12) und anschließend ein Glanzbrand durchgeführt. Auf Schneide- und Glasurmasse wurde verzichtet. Abbildung 13 zeigt eine fertig gebrannte Krone.

Abb. 7 Das anatomisch unterstützte Käppchen in der Verblendform.



Abb. 8 Das nicht anatomisch unterstützte Käppchen in der Verblendform.

Abb. 9 Die Schichtung vor dem ersten Brand.



Abb. 10 Die Prüfkörper im Brennofen vor dem zweiten Brand.

Tabelle 2 Brenntemperaturen der Verblendkeramiken.

Verblendkeramik	Vorheizen				
	Tempe- ratur (°C)	Zeit (min)	Heizrate (°C/min)	Endtempe- ratur (°C)	Haltezeit (min)
1. Dentinbrand					
Triceram	500	6	55	760	2
Zirox	575	3	45	900	2
Vintage ZR	650	6	45	920	1
Initial ZR	450	6	45	810	1
2. Dentinbrand					
Triceram	500	6	55	760	2
Zirox	575	3	45	900	2
Vintage ZR	650	6	45	920	1
Initial ZR	450	6	45	800	1
Glanzbrand					
Triceram	500	2	55	760	1
Zirox	575	2	45	880	1
Vintage ZR	650	6	45	900	1
Initial ZR	480	2	45	820	1



Abb. 11 Prüfkörper nach dem ersten Brand.



Abb. 12 Die Schichtung vor dem zweiten Brand.



Abb. 13 Die fertig gebrannte Krone.



Abb. 14 Die Prüfanordnung nach Voss zur Bestimmung der Bruchlast.

Zur Prüfung wurden die Prüfkörper auf einem Stahlstumpf zementiert (KetacCem, 3M ESPE, Seefeld). Dazu wurden die Kapseln 2 s aktiviert (Maxicap-Aktivator, 3M ESPE) und anschließend in einem Rotationsmischer (Rotomix, 3M ESPE) 8 s gemischt. Es entstand eine homogene, streichfähige Masse, die in die Innenfläche der Krone eingebracht wurde. Danach wurde die Krone mit ein wenig Druck auf den Metallstumpf aufgesetzt. Die Überschüsse wurden entfernt. Nach der Abbindezeit des Zementes von 10 min wurde die auf dem Prüfstumpf fixierte Krone in eine spezielle Halterung der Universalprüfmaschine (Zwick Z010, Zwick, Ulm) eingespannt (Abb. 14). Dabei erfolgte eine von Voss vorgeschlagene Neigung der Zahnachse um 45° zur Richtung der Krafteinleitung.¹⁹ Somit wurden der orale Anteil der Verblendung unter Zugspannung und der labiale Anteil unter Druckspannung gesetzt. Zwischen Kraftaufnehmer und Krone wurde eine 0,5 mm starke

Zinnfolie gelegt, um eine punktuelle Belastung der Krone zu vermeiden. Die Vorschubgeschwindigkeit betrug 1 mm/min, die Last beim Bruch wurde registriert.

Die statistische Auswertung bezüglich der signifikanten Unterschiede ($p < 0,05$) erfolgte mit ONE WAY ANOVA mit anschließendem post-hoc Scheffé Test (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA).

Ergebnisse Im Balkendiagramm (Abb. 15) sind die einzelnen Mittelwerte der Serien dargestellt. Die blauen Balken stellen die Bruchlastwerte der anatomisch unterstützten Kronen dar, gelb sind die Mittelwerte der nicht anatomisch unterstützten Kronen. Bei allen vier Verblendkeramiken lagen die Bruchlastwerte der anatomisch unterstützten Kronen tendenziell höher als die, der nicht anatomisch unterstützten. Statistisch gesehen war dieser Unterschied nur bei Triceram ($p = 0,031$) signifikant. Zusätzlich sind in der Tabelle 3 die exakten Mittelwerte der Serien mit Streuung zu finden.

Vergleicht man die Bruchlastwerte der Verblendkeramiken untereinander, so kann die Aussage getroffen werden, dass die Bruchlastwerte der vier Verblendkeramiken in einem Bereich liegen. Das bedeutet, dass alle Gesamtrekonstruktionen mit Triceram, Zirox, Vintage ZR oder Initial ZR verblendet die gleichen Kräfte aushalten.

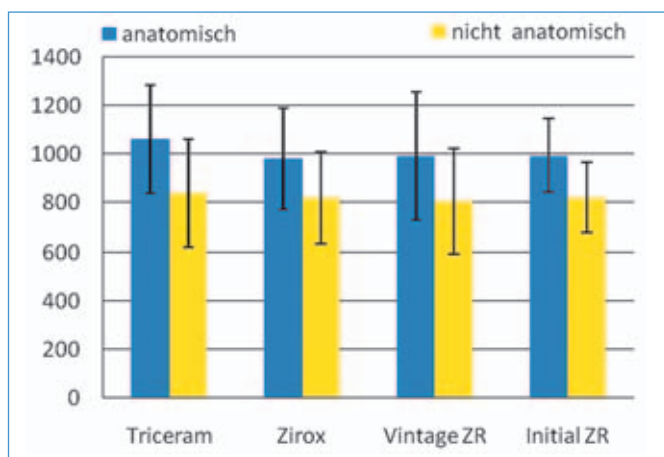


Abb. 15 Die Bruchlastwerte der geprüften ZrO₂-Einzelkronen.

Tabelle 3 Die Mittelwerte der Bruchlast.

	Mittelwert (N)
anatomisch unterstützt	
Triceram	1061,9 ± 224,4
Zirox	982,6 ± 208,3
Vintage ZR	991,5 ± 263,0
Initial ZR	994,0 ± 150,9
nicht anatomisch unterstützt	
Triceram	841,7 ± 219,3
Zirox	820,2 ± 187,0
Vintage ZR	808,3 ± 216,2
Initial ZR	821,2 ± 143,7

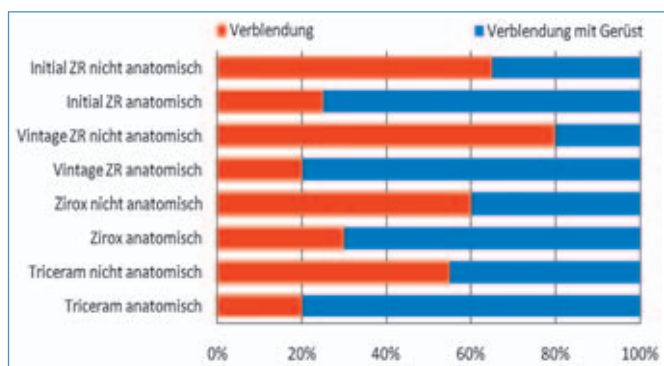


Abb. 16 Die Frakturmuster der Bruchlastkronen.

Die Abbildung 16 stellt die prozentuale Verteilung des Frakturmusters der Bruchlastkronen dar. Zusammenfassend kann die Aussage getroffen werden, dass bei allen Verblendkeramiken die Frakturbilder von der Gerüstgestaltung abhängig waren.

Grundsätzlich wurden zwei Frakturmuster beobachtet: Abplatzen der Labialfacette der Verblendkeramik (Abb. 17) oder Fraktur der gesamten Rekonstruktion (Abb. 18). Die nicht anatomisch unterstützten Kronen wiesen nach der Durchführung des Bruchlasttests überwiegend Frakturen nur in der Verblendkeramik auf. Bei den anatomisch unter-



Abb. 17 Ein typisches Frakturmuster in der Verblendkeramik.

Abb. 18 Typische Frakturmuster in der Verblendkeramik und im Gerüstwerkstoff.

stützten Kronen fand die Fraktur häufiger sowohl in der Verblendung als auch im Gerüstwerkstoff statt. Als erstes platzte etwas von der Verblendkeramik ab, bis der Riss den Gerüstwerkstoff erreicht hatte und das Gerüst ebenfalls zerstört wurde.

Die Kaukräfte im Seitenzahnbereich werden mit durchschnittlich 400 N angegeben.⁸ Das Versagen der Kronen erfolgte in der vorliegenden Untersuchung bei allen Serien bei Kräften deutlich oberhalb von 400 N. Teilweise wurden bei anatomisch unterstützten Gerüsten Kräfte über 1.000 N erreicht.

Die anatomisch nicht unterstützten Gerüste zeigen tendenziell, wenn auch nicht signifikant, niedrigere Bruchlastwerte als die anatomisch unterstützten Kronen.

Triceram ist eine Universalkeramik für Zirkoniumdioxid und Titan^{7,17} mit einem sehr niedrigen WAK von $8,7 \mu\text{m}/\text{m}\cdot\text{K}$.⁶ Die anderen drei Keramiken haben einen WAK-Wert im Bereich von $9,7$ bis $9,8 \mu\text{m}/\text{m}\cdot\text{K}$.⁶ Zirkoniumdioxid liegt bei $10,8 \mu\text{m}/\text{m}\cdot\text{K}$.⁶ Das Ergebnis zeigt, dass alle vier Verblendkeramiken bei den anatomisch unterstützten bzw. nicht anatomisch unterstützten Gerüsten jeweils in einem Wertebereich liegen.

Aus dem Grunde wäre es für den Zahntechniker empfehlenswert, die Zirkoniumdioxidgerüste grundsätzlich anatomisch zu unterstützen. Eine gleichmäßige, nicht zu hohe Verblendschichtstärke kann gegebenenfalls die Chippingrate senken. In dieser Untersuchung wurde beobachtet, dass bei nicht anatomisch unterstützten Gerüsten eine frühere Abplatzung der Verblendkeramik erfolgte, während die anatomisch unterstützten Gerüste nicht nur höhere Bruchkräfte erreichten, sondern der Riss überwiegend von der Verblendkeramik ins Gerüst lief.

Sowohl eine hohe Schneidekante als auch eine geringe Dicke im Bereich des Zahnäquators verringern die Bruchlast einer Keramikrestauration.² Aus diesem Grunde sind Vergleiche mit anderen Untersuchungen nur unter Vorbehalt möglich. Eine Beurteilung anhand festgelegter Grenzwerte kann bezüglich der Bruchkraft nicht erfolgen, da für diesen Versuchsaufbau noch keine normierte Verfahrensanweisung vorliegt. Der hier gewählte Versuchsaufbau nach Voss ist dennoch ein sehr praxisnaher Test, da eine reale Form getestet wird.⁹

Diskussion

Schlussfolgerungen An Hand dieser IOn-vitro-Untersuchung kann die Aussage getroffen werden, dass das Design der Zirkoniumdioxidgerüste unabhängig von der Verblendkeramikauswahl immer in einer anatomisch reduzierten Form erfolgen sollte. Denn durch die anatomische Unterstützung der Gerüste steigt die Bruchlast. Die hier geprüften Verblendkeramiken unterscheiden sich nicht in ihrer Bruchlast.

- Literatur**
1. Bornemann G, Rinke S, Hüls A. Prospective clinical trial with conventionally luted zirconia-based fixed partial dentures – 18-month results [abstract]. J Dent Res 2003;82:117.
 2. Coca I. Der Einfluss der Abmessungen auf das Festigkeitsverhalten von Kronen, Dtsch Zahnärztl Z 1988;43:539-541.
 3. Creugers NHJ, Käyser AF, van't Hof MA. A meta-analysis of durability date on conventional fixed bridges. Community Dent Epidemiol 1994;22:448-452.
 4. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). Int J Comp Dent 2001;4:89-106.
 5. Fischer J, Stawarczyk B, Compatibility of machined Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite and a veneering ceramic. Dent Mat 2007;23:1500-1505.
 6. Fischer J, Stawarczyk B, Tomic M, Strub JR, Hämmerle CHF, Effect of Thermal Misfit between Different Veneering Ceramics and Zirconia Frameworks on in vitro Fracture Load of Single Crowns. Dent Mat J 2007;26:766-772.
 7. Fischer J, Stawarczyk B, Zirkoniumdioxid und Titan: zwei Werkstoffe – eine Verblendkeramik, Gerüsterstellung mit CAD/CAM einfache Qualitätssicherung. DZW Zahntech 2006;12:20-22.
 8. Helkimo E, Carlson GE, Helkimo M, Bite force and state dentition. Acta Odont Scand 1976;35:297-303.
 9. Kappert HF. Drei Methoden zur Untersuchung des Metall-Keramik-Verbundes. Dtsch Zahnärztl Z 1985;40:1179–1186.
 10. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomat 1999;20:1-25.
 11. Pospiech PR, Rountree PR, Nothdurft FP. Clinical evalution of zirconia-based all-ceramic posterior bridges: Two-year results [abstract]. J Dent Res 2003;82:114.
 12. Raigrodsky AJ, Chiche GJ. All-ceramic fixed partial dentures, Part I: In vitro studies. J Esthet Rest Dent 2002;14:188-191.
 13. Raigrodsky AJ, Chiche GJ. All-ceramic fixed partial dentures, Part II: Clinical studies. J Esthet Rest Dent 2002;14:313-319.
 14. Reuter JE, Brose MO. Failures in full crown retained dental bridges. Br Dent J 1984;157:61-63.
 15. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gaukler LJ, Lüthy H, Hämmerle CHF. Klinische 5-Jahres-Ergebnisse für Seitenzahnbrücken mit Zirkoniumdioxid, hergestellt mit einem Prototyp-CAM Verfahren. Quintessenz Zahntech 2008;34:86-95.
 16. Scurria MS, Bader JD, Shugars DA. Meta-analysis of fixed partial denture survival: Protheses and abutments. J Prosthet Dent 1998;79:459-464.
 17. Stawarczyk B, Fischer J. Vollkeramik, Titan oder konventionelle Metallkeramik - Welche Bruchlasten halten die Rekonstruktionen in vitro aus? Quintessenz Zahntech 2008;34:556-564.
 18. Tinschert J, Natt G, Latzke P, Schulze K, Heussen N, Spikermann H. Vollkeramische Brücken aus DC-Zirkon - ein klinisches Konzept mit Erfolg? Dtsch Zahnärztl Z 2005;60:435-445.
 19. Voss R. Festigkeit metallkeramischer Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 1969;24:726-731.
 20. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zircon technique. A 2-year clinical study. J Oral Rehabil 2005;32: 180-187.



Adressen der Verfasser

Dipl.-Ing. (FH) Bogna Stawarczyk
Klinik für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und zahn-
ärztliche Materialkunde, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheil-
kunde der Universität Zürich
Plattenstrasse 11, 8032 Zürich, Schweiz
E-Mail: Bogna.Stawarczyk@zzmk.uzh.ch

ZTM Dirk Jahn, nt-trading
Ziegelgasse 6, 67433 Neustadt an der Weinstraße

ZTM Ingo Becker, B u. T Dentaltechnik GmbH
Borgfelder Heerstraße 33a, 28357 Bremen

PD Dr. med. dent. Dr. rer. nat. Jens Fischer
Prof. Dr. med. dent. Christoph Hans Franz Hämmerle
Klinik für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und zahn-
ärztliche Materialkunde, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheil-
kunde der Universität Zürich
Plattenstrasse 11, 8032 Zürich, Schweiz

Summary

In the present study fracture loads of veneered single crowns with anatomical and non-anatomical framework design were measured. Frameworks were fabricated from zirconia and veneered with appropriate veneering ceramics. The veneered crowns were cemented one by one on a special metal die and loaded until fracture in an angle of 45°. Load at fracture was registered.